

00P 16192



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 199 31 292 A 1

51 Int. Cl. 7:
G 01 R 33/54

21 Aktenzeichen: 199 31 292.3
22 Anmeldetag: 7. 7. 1999
43 Offenlegungstag: 8. 2. 2001

DE 199 31 292 A 1

71 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:
Deimling, Michael, Dr.rer.nat., 91096 Möhrendorf, DE

56 Entgegenhaltungen:

DE 198 21 780 A1
DE 197 22 221 A1
DE 44 27 497 A1
US 55 41 514
US 47 69 603

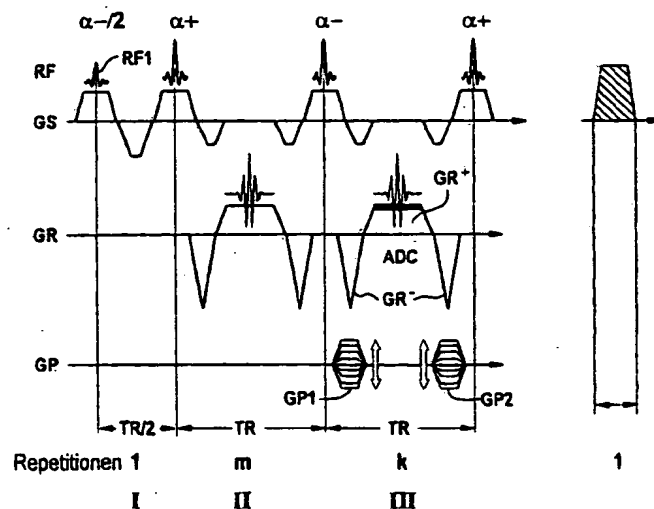
Electromedica 64, Heft 1, (1996), S. 23-29;
Radiology 161, (1986), S. 527-531;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Pulssequenz für ein MR-Tomographiegerät und MR-Tomographiegerät

57 Bei einer TRUE-FISP-Sequenz wird die Phasencodierung so gesteuert, daß zentrale Zeilen der k-Raummatrix bereits vor Erreichen des Gleichgewichtszustands gemessen werden. Ferner wird der eigentlichen Messung ein Pulssequenzabschnitt (II) vorangestellt, in der so viele Anregungen erfolgen, daß bei Messung der mittleren k-Raumzeilen das MR-Signal unerwünschter Signalkomponenten gering ist.



DE 199 31 292 A 1

Beschreibung

Die Erfindung geht aus von einer "Steady State"-Pulssequenz, die üblicherweise mit dem Akronym "FISP" bezeichnet wird und beispielsweise in der US-Patentschrift 4,769.603 näher beschrieben ist. Diese Pulssequenz zeichnet sich durch eine hohe Ortsauflösung, eine kurze Meßzeit (im Sekundenbereich je Schicht) und ein hohes Signal-/Rauschverhältnis für Gewebe mit flüssiger Konsistenz aus. Dies gilt insbesondere für die mit "TRUE FISP" bezeichnete Sequenzvariante, bei der nach jeder Auslesephase vor dem nächstfolgenden Anregepuls die Gradienten in allen Richtungen zurückgesetzt werden. Das Signal der FISP-Sequenz wird im wesentlichen durch das Verhältnis $T1/T2$ der Relaxationszeiten $T1$ und $T2$ bestimmt. Je kleiner dieses Verhältnis ist, desto höher wird das Kernresonanzsignal. Bei einem hohen Anregungswinkel α von z. B. 90° ergibt sich das Kernresonanzsignal nach folgender Gleichung aus der Ausgangsmagnetisierung $M0$:

$$S \approx M0/(1 + T1/T2)$$

Dieses Signal stellt sich allerdings erst nach vielen Anregungszyklen abhängig vom Anregungswinkel α und vom Verhältnis $T1/T2$ ein. Weichteilgewebe, wie z. B. Muskulatur mit $T1 = 600$ ms und $T2 = 50$ ms hat ein relativ hohes Verhältnis $T1/T2 = 12$ und erscheint daher im FISP-Bild mit relativ geringer Intensität. Dagegen hat Fett ein relativ kleines $T1/T2$ -Verhältnis von ca. 270 ms : 70 ms = $3,85$. Damit ergibt Fett im Steady-State eine sehr hohe Signalintensität. Dies ist insbesondere deshalb störend, weil Fett typischerweise nicht Gegenstand der Untersuchung ist.

Wie bereits erwähnt, gilt die obengenannte Signalintensität nur im dynamischen Gleichgewichtszustand, das heißt, erst nach vielen Anregungszyklen. Bis dahin führt die Signalintensität starke Oszillationen durch, die ohne weitere Maßnahmen einen großen Teil der Meßzeit andauert. In diesem Zeitraum können die Kernresonanzsignale nicht für die Bildgebung benutzt werden, da sie während des Einschwingvorgangs zu starken Artefakten in Phasencodierrichtung führen würden.

Die Oszillationen der Magnetisierung und damit des Kernresonanzsignals können weitgehend vermieden werden, wenn man entsprechend der US-Patentschrift 5,541,514 der Pulssequenz einen Hochfrequenzpuls in Form eines $\alpha/2$ -Pulses, das heißt eines Hochfrequenzanregepulses mit dem halben Flipwinkel der nachfolgenden Hochfrequenzanregepulse, voranstellt. Damit kann man die entstehenden Kernresonanzsignale von Anfang an für die Bildgewinnung nutzen. Bei der herkömmlichen Art der Phasencodierung, die von dem größten negativen Wert über Null zum höchsten positiven Wert verläuft, ändert dies allerdings nichts an der hohen Signalintensität von Spektralkomponenten mit kleinem $T1/T2$ -Verhältnis. Der Bildkontrast wird nämlich bekannterweise in erster Linie durch die mittleren k-Raumzeilen bestimmt. Da diese erst in der Mitte der Gesamtmessung gewonnen werden, d. h. nach vielen vorangehenden Anregungen ist der Steady-State-Zustand mit einer hohen Signalintensität von Fett bereits erreicht.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Pulssequenz vom FISP-Typ bzw. ein mit einer solchen Pulssequenz betriebenes MR-Gerät so abzuwandeln, daß die hohe Signalintensität unerwünschter Spektralkomponenten vermieden wird.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 1. Hierbei wird der zentrale Bereich des k-Raums bereits kurz nach Sequenzbeginn gemessen, wo noch kein Gleichgewichtszustand der Magnetisierung eingetreten ist. In diesem Zustand vor Erreichen des

Gleichgewichts weisen fast alle diagnostisch relevanten Gewebe eine höhere Magnetisierung auf als im Gleichgewichtszustand, während die Magnetisierung unerwünschter Spektralkomponenten, z. B. von fettgebundenen Protonen, noch oszilliert und keine signifikanten Überhöhungen gegenüber dem eingeschwungenem Zustand zeigt.

Vorteilhafterweise steigt der Betrag der Phasencodierung im dritten Pulssequenzabschnitt linear an. Wenn dabei die Richtung der Phasencodierung von Repetition zu Repetition wechselt, geht man vom Zentrum des k-Raums aus nach beiden Richtungen zum Rand des k-Raums. Alternativ kann man auch nur die Hälfte des k-Raums abtasten, da dieser im Prinzip die volle für die Bildrekonstruktion benötigte Information aufweist.

In einer vorteilhaften Ausführungsform wird der zweite Pulssequenzabschnitt so lange gewählt, daß die Signalamplitude des von unerwünschten Spektralkomponenten herrührenden MR-Signals zu Beginn des dritten Sequenzabschnitts ein Minimum aufweist. Dabei nutzt man die Tatsache aus, daß die Magnetisierung der unerwünschten Spektralkomponenten in diesem Bereich noch oszilliert. Wenn man den Beginn der Messung, d. h. die Messung des k-Raumzentrums, so legt, daß die Magnetisierung der unerwünschten Spektralkomponente gerade ein Minimum aufweist, wird diese Spektralkomponente im Bild optimal unterdrückt.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nachfolgend anhand der Fig. 1 bis 7 näher erläutert. Dabei zeigen:

Fig. 1 eine Pulssequenz als Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 2 ein erstes Beispiel für die Phasencodierschritte,

Fig. 3 ein zweites Beispiel für die Phasencodierschritte,

Fig. 4 eine Simulation der Magnetisierung von Fett und Wasser für den (hypothetischen) Fall einer einzelnen Fettkomponente,

Fig. 5 die Simulation der Magnetisierung von Fett und Wasser für den realistischeren Fall von zehn Fettkomponenten,

Fig. 6 das tatsächlich gemessene MR-Signal in Abhängigkeit von der Anregung,

Fig. 7 schematisch ein MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens.

Die Pulssequenz nach Fig. 1 als Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in drei Sequenzabschnitte I, II und III eingeteilt. Die Pulssequenz beginnt im Pulssequenzabschnitt I mit einem einzelnen Hochfrequenzpuls mit dem Flipwinkel $\alpha/2$. In dem nachfolgenden Pulssequenzabschnitt II werden mit einer Repetitionszeit TR Hochfrequenzpulse mit einem Flipwinkel α und wechselndem Vorzeichen (in Fig. 1 durch den Vorzeichenzusatz zum Flipwinkel α angedeutet) eingestrahlt. Der erste Hochfrequenzpuls des zweiten Pulssequenzabschnitts II weist dabei zum Hochfrequenzpuls RF1 im ersten Pulssequenzabschnitt einen zeitlichen Abstand $TR/2$ und das entgegengesetzte Vorzeichen wie dieser Hochfrequenzpuls auf. Im Pulssequenzabschnitt II erfolgen m Repetitionen, wobei m geradzahlig ist. Dabei entstehen zwar Kernresonanzsignale, diese werden aber nicht ausgelesen.

In einem nachfolgenden Pulssequenzabschnitt III erfolgt ebenfalls mit einer Repetitionszeit TR die Applikation von Hochfrequenzpulsen RF mit dem Flipwinkel α und alternierendem Vorzeichen. Hier wird jedoch vor jedem Hochfrequenzsignal ein Phasencodiergradient GP1 geschaltet, wobei die dadurch verursachte Phasendrehung durch einen auf das Kernresonanzsignal folgenden Phasencodiergradienten GP2 mit entgegengesetztem Vorzeichen wieder zurückgesetzt wird. Unter einem positiven Auslesegradientenpuls GR^+ wird ein Kernresonanzsignal S ausgelesen und phasen-

empfindlich abgetastet. Diesem Auslesegradientenpuls GR^+ sind je ein negativer Gradientenpuls GR^- vor- und nachgestellt. Die Gradientenzeitflächen dieser einzelnen Gradientenpulse sind so dimensioniert, daß die Fläche über eine Sequenzrepetition betrachtet Null ergibt.

Die Hochfrequenzpulse RF werden jeweils unter Schichtselektionsgradienten GS eingestrahlt. Jedem Schichtselektionsgradient GS ist ein negativer Teilpuls vor- bzw. nachgestellt, wobei auch hier die Gradientenzeitflächen dieser Einzelpulse für jede Repetition Null ergeben. Ein Gradientenzeit-Integral von Null in allen drei Gradientenrichtungen und für jede Sequenzrepetition stellt ein typisches Kennzeichen der TRUE-FISP-Sequenz dar.

Im Pulssequenzabschnitt III werden k Sequenzrepetitionen durchgeführt, d. h. k Kernresonanzsignale gewonnen. k ist dabei typischerweise so gewählt, daß hiermit eine komplette Schicht des Untersuchungsobjekts abgetastet werden kann. Die Zahl k der Sequenzrepetitionen in Pulssequenzabschnitt III ist dabei wesentlich größer als die Zahl der Sequenzrepetitionen im Pulssequenzabschnitt II. In den meisten Anwendungsfällen wird man sich nicht auf die Abtastung einer einzelnen Schicht beschränken, sondern mehrere aufeinanderfolgende Schichten abtasten. Dabei läßt sich nicht vollständig verhindern, daß bei der Anregung in einer Schicht benachbarte Schichten in einem – wenn auch wesentlich geringeren Maße – mitangeregt werden. Um zu verhindern, daß in einer frisch anzuregenden Schicht aufgrund der Vorgeschichte in den Nachbarschichten Signalverfälschungen entstehen, kann man – wie in Fig. 1 dargestellt – nach Messung einer vollständigen Schicht einen sogenannten Spoiler-Gradientenpuls GSS schalten. Dieser ist so hoch, daß er eine etwa vorhandene Phasenkohärenz in den angeregten Spins zerstört, so daß diese in der frisch zu messenden Schicht keine Signale produzieren können.

Wie allgemein üblich, werden die Abtastwerte der Kernresonanzsignale digitalisiert, phasempfindlich demoduliert und nach Phasenfaktoren sortiert zeilenweise in eine sogenannte k-Raummatrix eingeordnet. Die Zeilenposition k_p ist dabei durch die Gradientenzeitfläche des vorangehenden Phasencodiergradienten GP definiert. Die Art und Weise, wie man die Phasencodiergradienten schaltet, legt also die Reihenfolge der Einsortierung in die k-Raummatrix fest. Wichtig für das vorliegende Verfahren ist nun, daß man die Messung mit der Nullzeile oder zumindest einer niedrigen Zeilennummer der k-Raummatrix beginnt.

In Fig. 2 ist eine erste Ausführungsform für den Verlauf des Phasencodiergradienten GP dargestellt, und zwar der Verlauf der Amplitude des Phasencodiergradienten GP über die fortlaufenden Anregungen. Man erkennt, daß mit fortlaufender Anregung die Belegung der k-Raummatrix beginnend vom Zentrum abwechselnd in positiver und negativer Richtung zum Rand hin verläuft. Die Zahl k der Anregungen bzw. Sequenzrepetitionen ist gleich der Zeilenzahl der k-Raummatrix.

Ein zweites Ausführungsbeispiel für den Verlauf des Phasencodiergradienten ist in Fig. 3 dargestellt. Hier wird nur der halbe k-Raum abtastet, d. h., es müssen nur halb so viele Kernresonanzsignale gewonnen werden. Dies ist deshalb möglich, weil zumindest im Idealfall jede k-Raummatrix konjugiert symmetrisch ist und somit die Hälfte des k-Raums die volle Information zur Bildgewinnung enthält. In diesem Falle ist für den Phasencodiergradienten GP kein Polaritätswechsel erforderlich, sondern dieser wird – von Null beginnend – mit jeder Anregung schrittweise erhöht.

Mit dieser Art der Phasencodierung, also der Einsortierung der Meßwerte in die k-Raummatrix, gelingt es, das Signal der wassergebundenen Protonen zu erfassen, bevor diese in den Gleichgewichtszustand gehen. Damit ist die

Quermagnetisierung My und damit auch das zu erzielende MR-Signal wesentlich höher als im Gleichgewichtszustand. Dies wird nachfolgend anhand der Fig. 4 bis 6 näher erläutert.

Fig. 4 zeigt eine Simulation der Quermagnetisierung My über die Anregungen. Dabei ist die Quermagnetisierung der wassergebundenen Protonen mit einer durchgezogenen Linie gezeichnet. Man erkennt, daß die Magnetisierung von einem hohen Niveau auf ein relativ niedriges Niveau im Gleichgewichtszustand absinkt. Diese Gleichmäßigkeit des Übergangs in den Steady-State-Zustand erreicht man durch den vorangestellten Anregepuls mit dem Flipwinkel $\alpha/2$. Die gepunktet dargestellte Quermagnetisierung My einer Fettkomponente oszilliert jedoch bis zum Übergang in den Gleichgewichtszustand sehr stark. In der Praxis kommen jedoch stets mehrere Fettkomponenten vor, so daß die in Fig. 5 dargestellte Simulation mit zehn Fettkomponenten der Realität eher entspricht. Hierbei ist das Fettsignal im Einschwingzustand deutlich kleiner und läuft schneller in einen Gleichgewichtszustand.

Fig. 6 zeigt tatsächlich gemessene Signale für Fett- und Wasserkomponenten im MR-Signal. Auch hierbei erkennt man, daß die Signalstärke für Wasserkomponenten im Einschwingzustand deutlich höher ist als im Gleichgewichtszustand, während das Fettsignal sich gerade umgekehrt verhält. Wenn man daher entsprechend der Erfindung die kontrastbestimmenden mittleren k-Raumzeilen im Einschwingvorgang nutzt, entfällt weitgehend die störende Betonung der Fettkomponenten im Bild. Der Fig. 6 kann man aber auch noch eine weitere wichtige Erkenntnis entnehmen, daß nämlich das Fettsignal nach einigen Anregungen abfällt und dann wieder ansteigt. Die Fettbetonung im Bild kann man dadurch am besten dadurch reduzieren, daß man die Nullzeile des k-Raums gerade dann mißt, wenn das Fettsignal ein Minimum aufweist. Im zweiten Pulssequenzabschnitt II, in dem keine MR-Signale gemessen werden, werden daher gerade so viele geradzahlige Anregungen durchgeführt, daß zu Beginn des Pulssequenzabschnitts III, an dem die Nullzeile des k-Raums gemessen wird, das Fettsignal ein Minimum aufweist.

Mit der erfindungsgemäßen Pulssequenz gelingt es somit, das heute bei FISP-Bildern störende hohe Fettsignal sehr stark zu reduzieren. Für die meisten Wassergewebearten wird das Signal jedoch höher, so daß das Signal-/Rauschverhältnis praktisch ohne Aufwand verbessert wird.

In Fig. 7 ist stark schematisiert ein MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens dargestellt. Dabei liegt das Untersuchungsobjekt in einer Magneteinheit 1, in die eine Gradienteneinheit 2 und eine Hochfrequenzantenne 3 eingebaut sind. Die Gradienteneinheit 2 wird von einem Gradientenverstärker 4 angesteuert, mit der Antenne 3 werden Hochfrequenzsignale sowohl gesendet als auch empfangen. So ist diese mit einer Hochfrequenzsendeeinheit 5 und einer Hochfrequenzempfangseinheit 6 verbunden. Der Hochfrequenzempfangseinheit ist ein Bildrechner 7 nachgeschaltet, der die empfangenen Signale rekonstruiert und auf einem Monitor 8 darstellt. Hochfrequenzsende- und -empfangseinheit 5, 6 sowie der Gradientenverstärker 4 werden von einer Steuereinheit 9 angesteuert, die den Gradientenstromverlauf und die Sende- und Empfangsphasen entsprechend der oben dargestellten Pulssequenz steuert.

Patentansprüche

1. Pulssequenz für ein MR-Tomographiegerät mit folgenden Merkmalen:
 - in einem ersten Pulssequenzabschnitt (I) wird auf das Untersuchungsobjekt ein Hochfrequenz-

puls (RF) mit einem Flipwinkel von $\alpha/2$ eingestrahlt,

- in einem zweiten und dritten Pulssequenzabschnitt (II, III) wird mit einer Repetitionszeit von TR eine Folge von Hochfrequenzpulsen (RF) mit einem Flipwinkel α eingestrahlt, wobei TR kleiner als die T1 und T2-Relaxationszeit des Untersuchungsobjekts ist,

- im dritten Pulssequenzabschnitt (III) werden nach der Einstrahlung von Hochfrequenzpulsen (RF) Kernresonanzsignale (S) mit einer Phasencodierung ausgelesen, wobei die Phasencodierung vor Einstrahlung des nachfolgenden Hochfrequenzpulses wieder zurückgesetzt wird,

- die gewonnenen Kernresonanzsignale (S) werden nach Phasenfaktoren sortiert in einer k-Raummatrix eingeordnet, wobei die Phasencodierung im dritten Pulssequenzabschnitt derart erfolgt, daß zentrale Zeilen des k-Raums zu Beginn des dritten Pulssequenzabschnitts gewonnen werden.

2. Pulssequenz nach Anspruch 1, wobei der Betrag der Phasencodierung im dritten Pulssequenzabschnitt linear ansteigt.

3. Pulssequenz nach Anspruch 2, wobei die Richtung der Phasencodierung von Repetition zu Repetition wechselt.

4. Pulssequenz nach Anspruch 2, wobei nur die Hälfte des k-Raums abgetastet wird.

5. Pulssequenz nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei der zweite Pulssequenzabschnitt (II) so lange gewählt wird, daß die Signalamplitude der von unerwünschten Spektralkomponenten herrührenden Kernresonanzsignale (S) zu Beginn des dritten Pulssequenzabschnitts ein Minimum aufweist.

6. Pulssequenz nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Einstrahlung der Hochfrequenzpulse schichtselektiv ist und bei einem Wechsel der angeregten Schicht ein Gradienten-Spoiler-Puls geschaltet wird.

7. MR-Tomographiegerät mit einer Magneteneinheit (1), einer Hochfrequenzsendeeinheit (5), einer Hochfrequenzempfangseinheit (6), einer Gradienteneinheit (4) und einer Steuereinheit (9), wobei die Steuereinheit (9) die Hochfrequenzsendeeinheit (5) so steuert, daß Hochfrequenzpulse mit einer Repetitionszeit TR abgegeben werden, wobei TR kürzer ist als die in Körpergewebe vorkommenden T1- und T2-Relaxationszeiten und wobei der erste Hochfrequenzpuls jeder Messung den halben Flipwinkel der nachfolgenden Hochfrequenzpulse aufweist, wobei die Steuereinheit (9) die Hochfrequenzempfangseinheit (6) so steuert, daß eine MR-Signalakquisition erst nach n Hochfrequenzpulsen beginnt, wobei die Steuereinheit (9) die Gradienteneinheit (4) so steuert, daß vor und nach jedem ausgelesenen Kernresonanzsignal Gradientenpulse in Phasencodierrichtung mit gleichem Zeitintegral geschaltet werden und daß der Betrag der Gradientenpulse in Phasencodierrichtung zu Beginn der MR-Signalakquisition klein ist und nachfolgend zunehmend größer wird.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

60

65

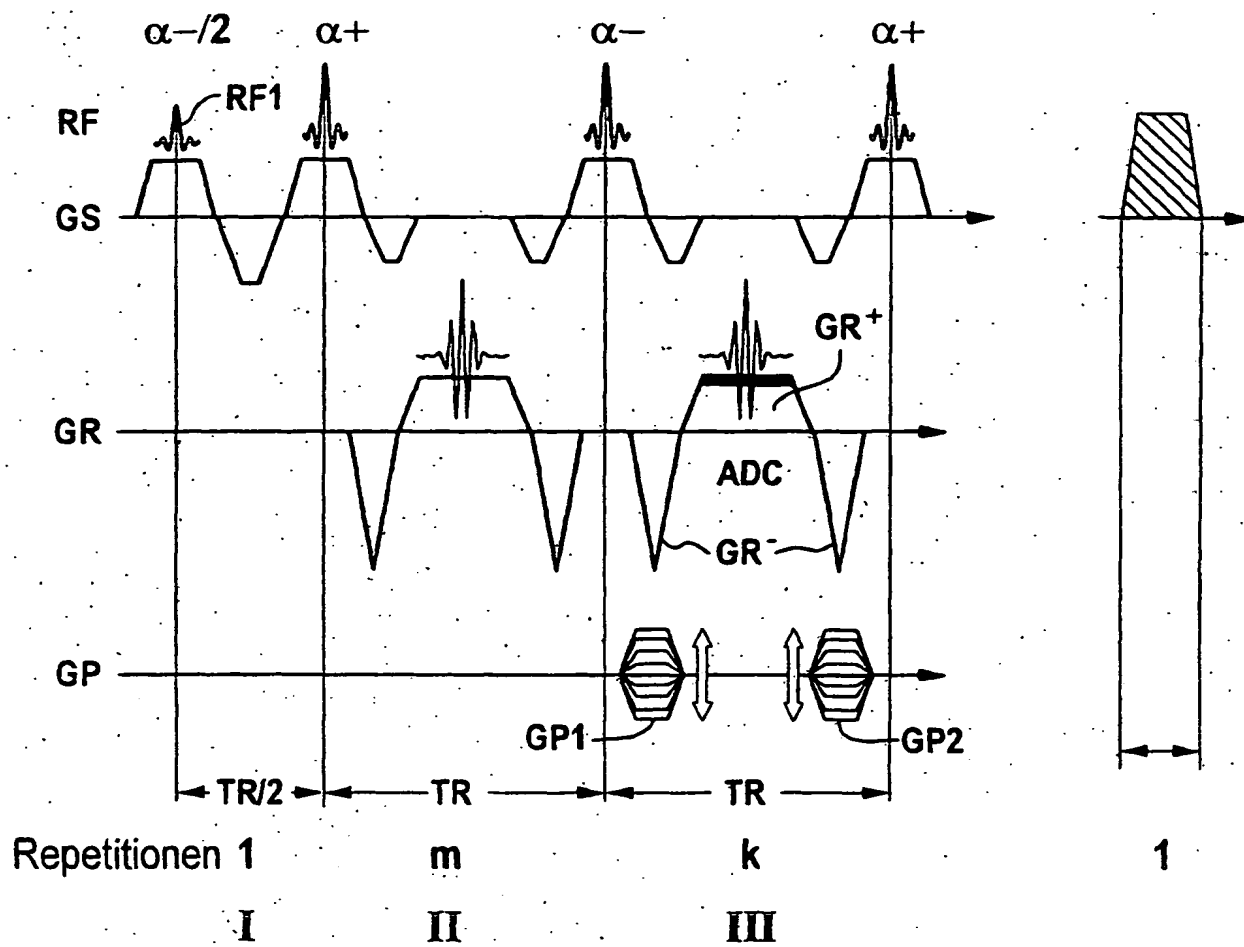


FIG 1

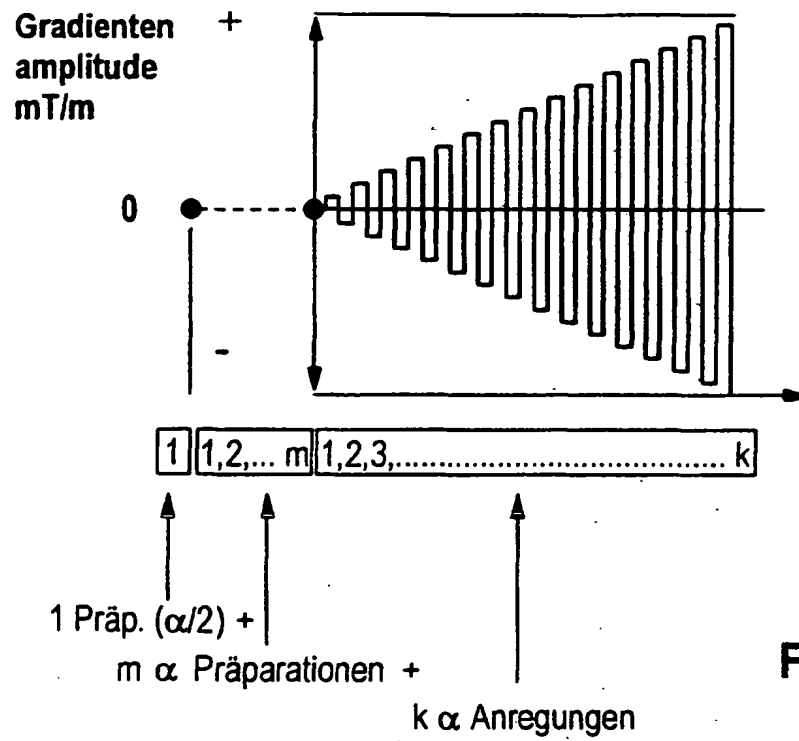


FIG 2

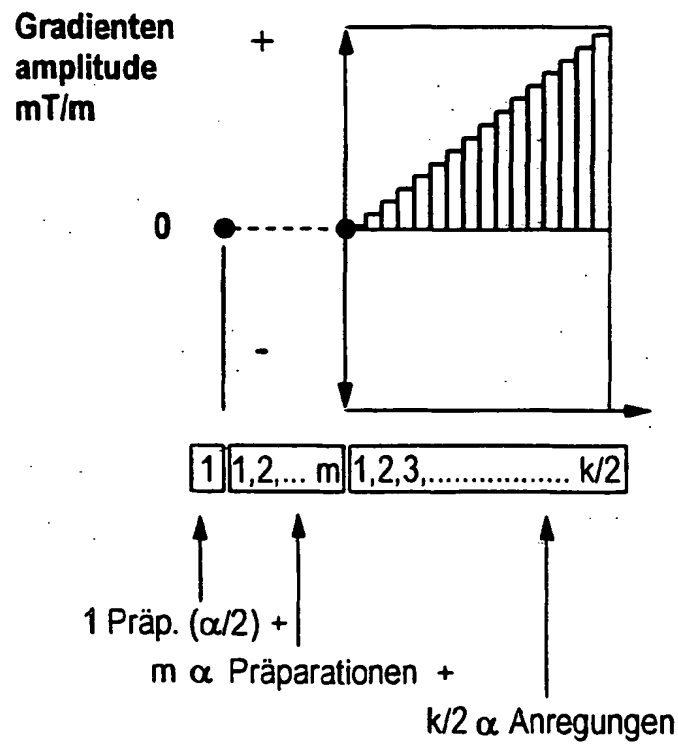
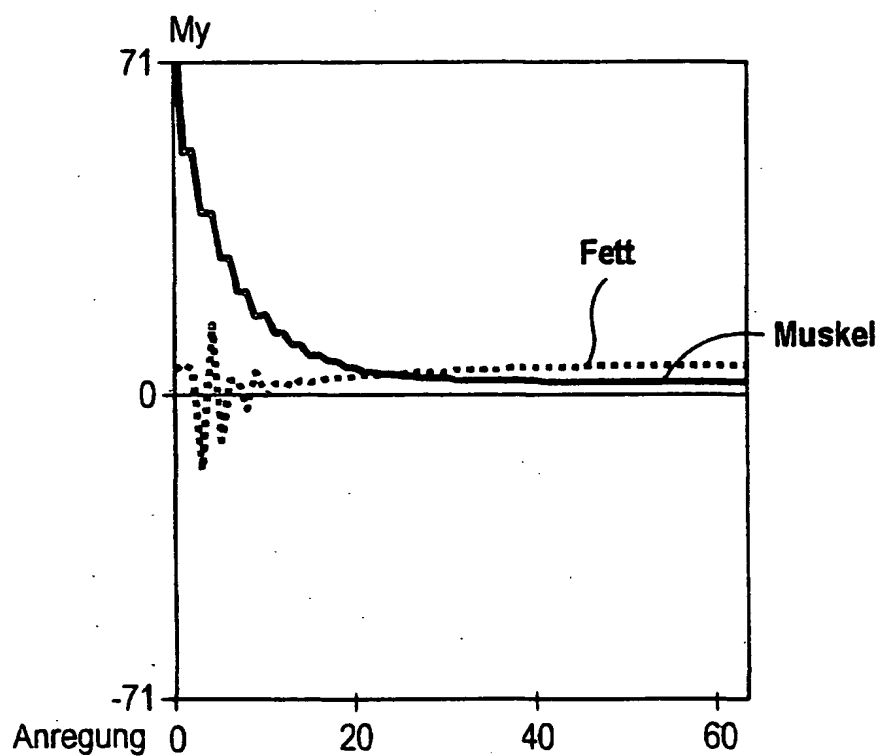
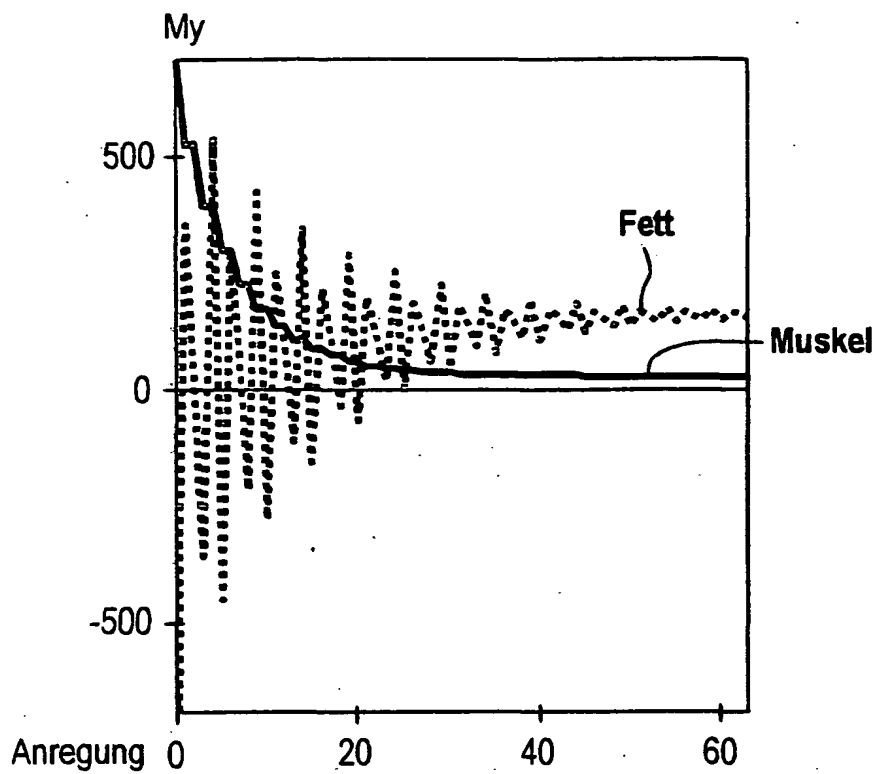


FIG 3



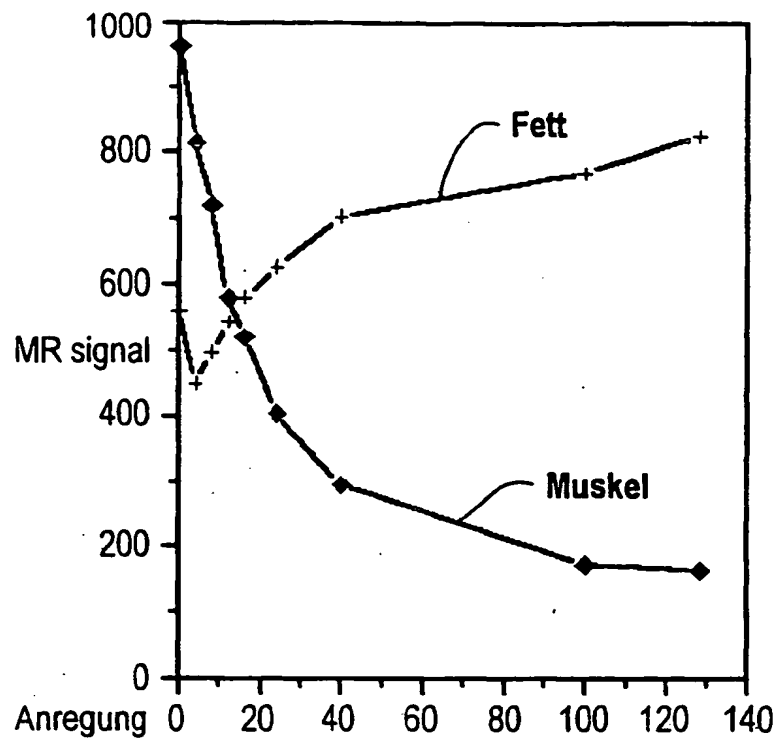


FIG 6

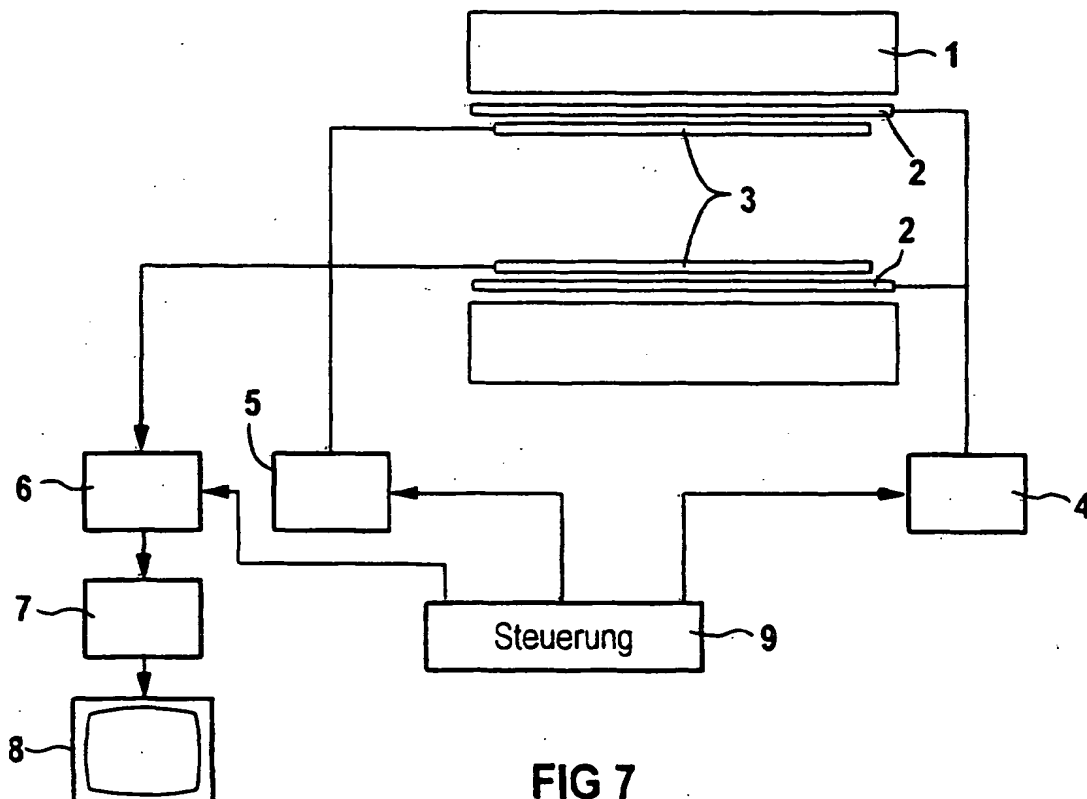


FIG 7